

<原 著>

Double hole honeycomb collimator (第1報)

丹 羽 克 味,* 伊 藤 康 裕*
岡 本 庄 二,* 菅 野 久 美 子*
加 藤 紘 一**

I 諸 言

現在臨床に使用されている scintiscanner の解像力は、ほぼ 1.0 lines/cm ぐらいであろうと考えられる。だが臓器中に存在する病巣を陰性所見として scintigram 上で診断するとなると、まだまだ満足すべき画像が得られていない現状である。scintiscanner の解像力についての研究はかなり多数にみられ¹⁾³⁾⁵⁾⁷⁾⁸⁾⁹⁾、その一つに Bender²⁾ らの報告に球形欠損描記における最も重要な factor は γ 線エネルギーであるという意見もある。しかし核種が定まれば少しでも情報量の多い scintigram を得るためには、collimator の良否がその鍵を握っているといえる。

我々も scintiscanner の解像力の決め手である honeycomb collimator について、その解像力と鮮鋭度の向上を目的として研究を行ってきた⁴⁾⁵⁾。それらの結果から高感度で高解像力を期待できる新しい honeycomb collimator を試作したのでここに報告する。

II Double hole honeycomb collimator

Collimator の感度は hole の直径およびその数に左右され、解像力は感度とは反対に penumbra の大小が関係してくることは周知の事実である。ある核種について septa の厚さが満足された場合には crystal 面の dead space を小さくし、penumbra を小さくすればするほど感度と解像力の両方を満足させる collimator を作り得るものと考えられる。

そこで我々は Fig. 1 に示すような collimator を試

作した。この collimator は通常の honeycomb collimator の各 hole の中に、その hole の直径の $1/3$ を直径に持つ鉛の tube を挿入したもので、この tube の焦点も collimator の焦点に合わせたものである。こうすることによって鉛 tube を透過する γ 線も考えられる

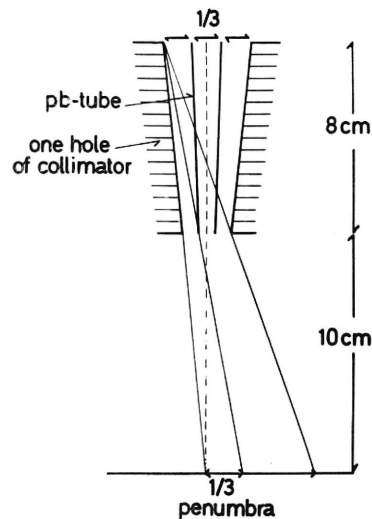


Fig. 1. Schema of double hole collimator

が、鉛 tube の厚さを考慮することによって一応 tube 挿入前の penumbra を $1/3$ にすることが出来る。さらに感度に対して、dead space 増加分は鉛 tube の厚さのみで、それほど大きいとは思われない。これを我々は double hole honeycomb collimator と名づけた。以下にこの collimator について行なった 2, 3 の実験結果を示す。

III 基礎実験

実験方法：先ずはじめに鉛 tube の長さが感度と鮮鋭度、解像力にいかに関係するかを検討するために、tube

* 東京歯科大学歯科放射線学教室

** 加藤 紘一

日立レントゲン株式会社柏工場

受付：47年9月

別刷請求先：東京都千代田区三崎町 2-9-18

東京歯科大学歯科放射線学教室 (〒101)

丹 羽 克 味

Table. 1 Specification of 19 holes double hole honeycomb collimator

number of holes	collimator length (cm)	fine focus (cm)	crystal diameter (cm)	diameter of holes on top (cm)	diameter of pb-tubes on top (cm)	septa thickness on top (cm)
19	8	10	7.62	1.40	0.40	0.30
septa thickness of pb-tubes on top (cm)	diameter of holes at base (cm)	diameter of pb-tubes at base (cm)	septa thickness at base (cm)	septa thickness of pb-tube at base (cm)		
0.10	0.77	0.22	0.15	0.05		

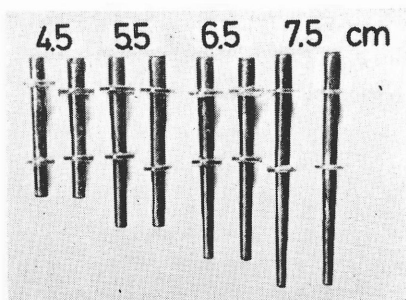


Fig. 2 Various pb-tubes

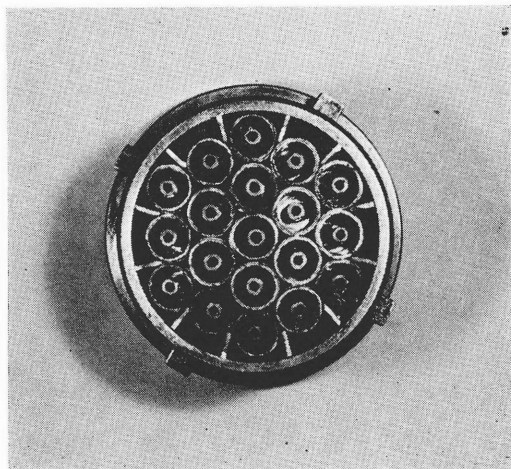


Fig. 3. 19 holes double hole honeycomb collimator

の長さを 4.5~7.5 cm まで 1 cm 間隔で Fig. 2 に示すように 4 種類作製し、それぞれの tube において MTF (collimator の焦点 10 cm 上で測定空間周波数 0.1~0.65 lines/cm) と Alderson の liver scanning phantom を用い、 ^{99m}Tc (1 mCi) と ^{131}I (200 μCi) による scintigram をとって検討した。欠損には 4 cm ϕ と 5 cm ϕ の plastic 球を用いた。実験に供した collimator およびその規格を Fig. 3 と Table. 1 に示す。

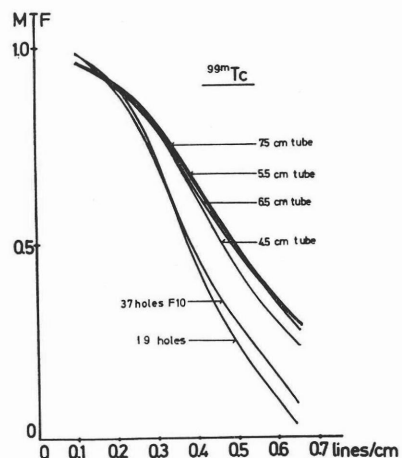
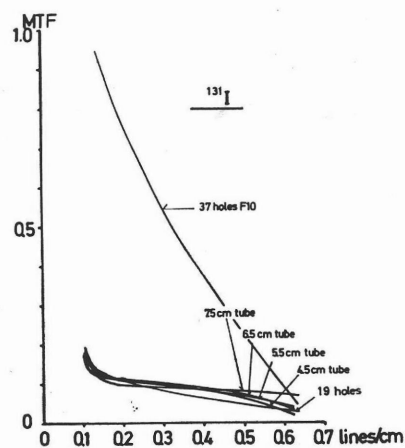
Fig. 4. MTF of 19 holes double hole collimator with various pb-tube length at focal plane determined with ^{99m}Tc Fig. 5. MTF of 19 holes double hole collimator with various pb-tube length at focal plane determined with ^{131}I

Table. 2 Specification of 37 holes honeycomb collimator

number of holes	collimator length (cm)	fine focus (cm)	crystal diameter (cm)	diameter of holes on top (cm)	septa thickness on top (cm)	diameter of holes at base (cm)
37	8	10	7.62	0.94	0.25	0.60
septa thickness at base (cm)						
0.12						

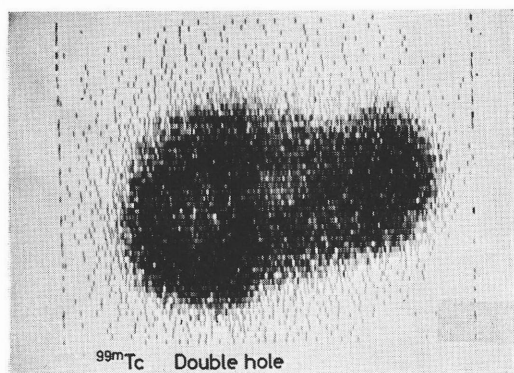


Fig. 6. Scintigram of liver phantom (used 19 holes double hole collimator with Pb-tube length 6.5 cm)

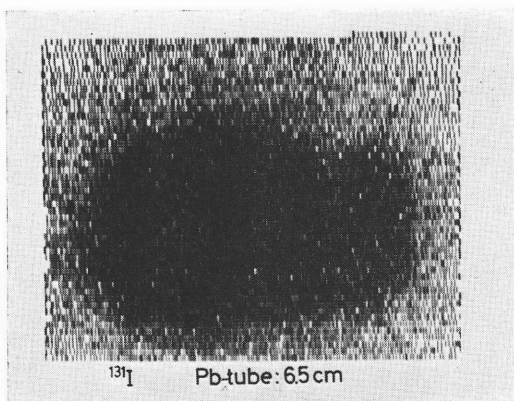


Fig. 7. Scintigram of liver phantom (used 19 holes double hole collimator with Pb-tube length 6.5 cm)

結果: Fig. 4, 5 に液体 siemens-star による矩形波 MTF を示す. 同図に日本無線製 scintiscanner による 37 holes F 10 cm の honeycomb collimator (Table 2 に規格を示す) による MTF を比較のため測定したものを示す. ^{99m}Tc では 5.5~7.5 cm までほとんど鮮鋭

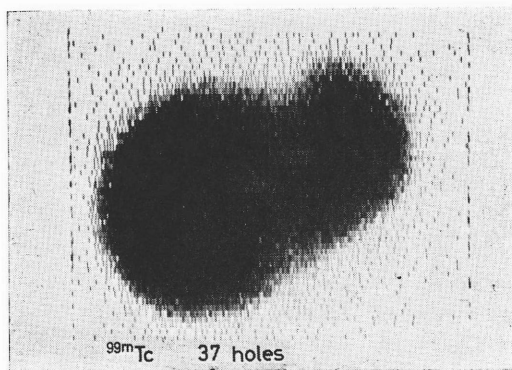


Fig. 8. Scintigram of liver phantom (used 37 holes collimator)

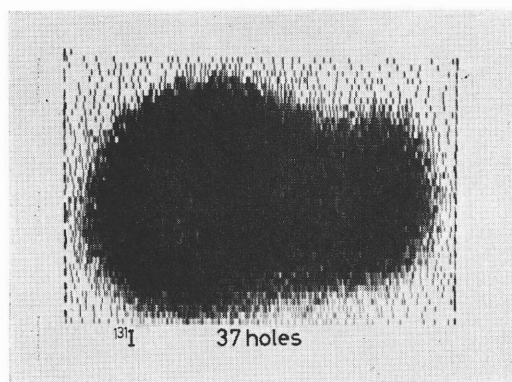


Fig. 9. Scintigram of liver phantom (used 37 holes collimator)

度に差は見られなかった. これより解像力にも差がないと考えられる. これらの長さの鉛-tube を使用した collimator は既製の 37 holes collimator より, かなり良好な結果を示した. ^{131}I ではほとんど各 tube の長さ間での差がみられなかった. これは septa の厚さが薄いためと考えられる. Fig. 6, 7, 8, 9 に肝 scintigram を示す. 各 tube の長さの内では 6.5 cm のものが最も

良好な scintigram であったので、これと既製の 37 holes のものとを比較した。scanning 条件は、scanning speed 75 cm/min, dot factor は 1500~2500 dots/min になるようにした。 ^{99m}Tc では double hole collimator の方が良く思えるが、 ^{131}I では septa の厚さが薄いためかなり画像は劣っていた。感度に関しては Fig. 10, 11 に point source と plane source によるものを示す。基準には 19 holes double hole collimator の鉛 tube のないものを 100% として、それぞれの場合の相対感度で表わした。既製の 37 holes collimator についても測定した。 ^{99m}Tc については point source では 37 holes よりいずれの tube の場合も高感度であった。plane source についてはすべての tube が低感度であった。これは penumbra が小さいためと考えられる。 ^{131}I についてみると point source では 5.5 cm が既製の

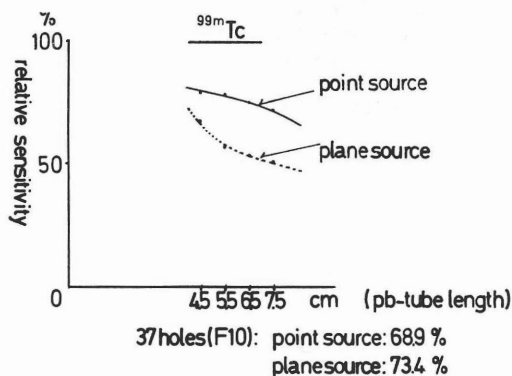


Fig. 10. Sensitivity of 19 holes double hole collimator with various pb-tube length and 37 holes collimator

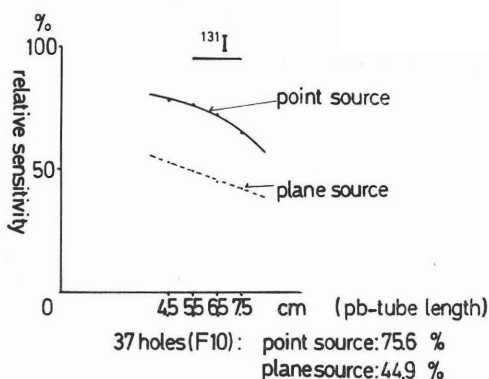


Fig. 11. Sensitivity of 19 holes double hole collimator with various pb-tube length and 37 holes collimator

の 37 holes とほぼ等感度であった。plane source では 37 holes がもっとも低感度であった。これは double hole collimator の septa 内の γ 線透過のためと考えられる。以上から鉛 tube の長さは長い方が良いことは事実であるが感度の面から hole 全体の長さより多少短か目の方が良いことがわかった。

IV 19 holes (F10 cm) double hole collimator

Fig. 12, Table. 3 に試作した 19 hole (F10 cm) double hole collimator とその規格を示す。この場合の鉛 tube の長さは hole の長さと等しくした。

Fig. 13, 14 にこの collimator と既製の 37 holes honeycomb collimator の MTF 曲線を示す。特に ^{99m}Tc で鮮鋭度の上昇がみられ、これより解像力にもかなりの差があるものと考えられる。

感度は Table 4 に示す様に point source についてみると、double hole の方は 37 holes に比べ、 ^{99m}Tc で 18.8% 上昇、 ^{131}I では 4.5% 上昇し、plane source では ^{99m}Tc で 24.3%、 ^{131}I で 4.8% の減少をみた。これは penumbra が小さい割に dead space が少ないためと考えられる。

Fig. 15, 16 に肝 scintigram を示す。Fig. 8, 9 に示す既製の 37 holes に比較すると各 scintigram 間で多少の打点の多い少ないはあるが、double hole collimator の方が良く思える。

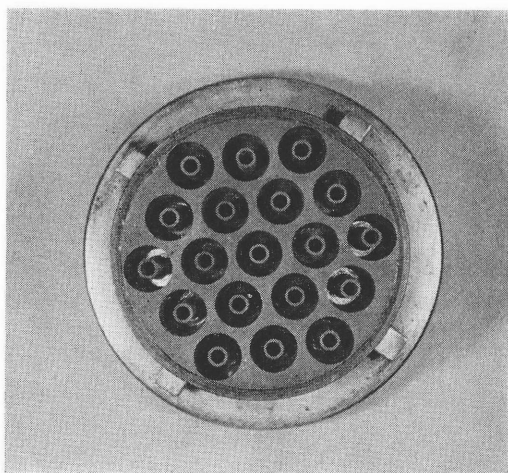


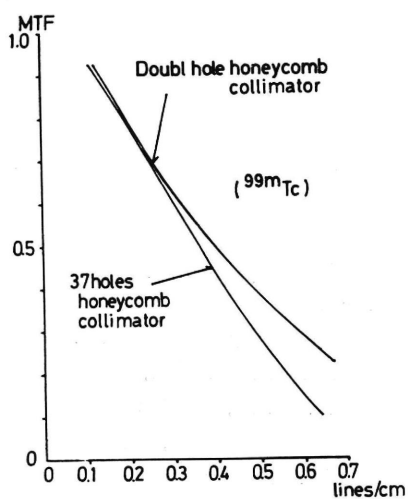
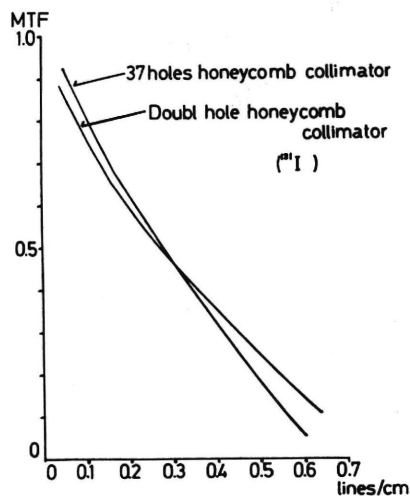
Fig. 12. 19 holes double hole honeycomb collimator

Table. 3 Specification of 19 holes double hole honeycomb collimator

number of holes	collimator length (cm)	fine focus (cm)	crystal diameter (cm)	diameter of holes on top (cm)	diameter of pb-tubes on top (cm)	septa thickness on top (cm)
19	8	10	7.62	1.30	0.30	0.13
septa thickness of pb-tubes on top (cm)	diameter of holes at base (cm)	diameter of pb-tubes at base (cm)	septa thickness at base (cm)	septa thickness of pb-tubes at base (cm)		
0.15	0.71	0.15	0.10	0.05		

Table. 4 Sensitivity of 37 holes honeycomb collimator and 19 holes double hole honeycomb collimator

	point source		plane source	
	^{99m} Tc (%)	¹³¹ I (%)	^{99m} Tc (%)	¹³¹ I (%)
37 holes	100	100	100	100
19 holes double hole	118.8	104.5	75.7	95.2

**Fig. 13.** MTF of 19 holes double hole collimator and 37 holes collimator at focal plane determined with ^{99m}Tc**Fig. 14.** MTF of 19 holes double hole collimator and 37 holes collimator at focal plane determined with ¹³¹I

V 結 論

本研究は感度と解像力という相反する事柄を同時に満足するような collimator を作製し、RI 投与量の減少と、診断能の向上を目的としたものである。これまでの研究から得た 19 holes (F10 cm) double hole honey-

comb collimator は、^{99m}Tc のような低 energy 核種において、感度では点線源で従来の 37 holes (F10 cm) honeycomb collimator より 18.8% の上昇がみられ、鮮鋭度については、0.6 lines/cm の MTF 値で 37 holes では 1.4 であるのに対し、double hole は 2.9 という高値であった。さらに図 13 の MTF 曲線を外挿すれ

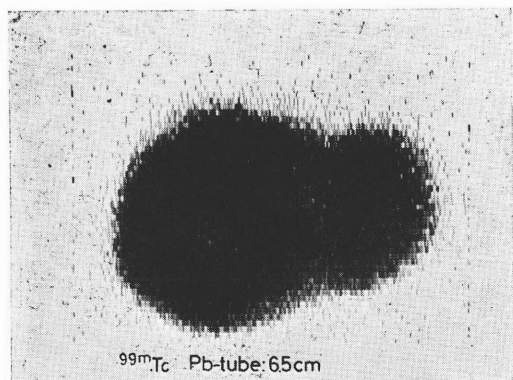


Fig. 15. Scintigram of liver phantom
(used 19 holes double hole collimator)

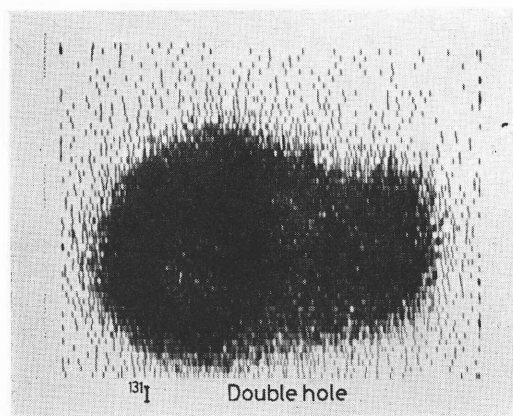


Fig. 16. Scintigram of liver phantom
(used 19 holes double hole collimator)

ば解像力でもかなりの差があると考えられる。臨床に使用した場合の有効性についての検討では、Aldersonの liver scanning phantom を用いた scintigram で比較しても、double hole が良結果を得た。しかし ^{131}I を用いた場合には点線源で、感度、鮮鋭度、解像力ともに多少の向上はみられるが、まだまだ満足すべき結果が得られなかった。これは鉛 tube の厚さが薄いため、septa を透過してくる γ 線のためであると考えられる。

この 19 holes double hole collimator は従来の 37 holes collimator と対比させた場合、両者が等感度とすると、前者は後者に比し、相当の解像力向上が期待できる、また同等の解像力とした場合にはかなりの感度向上が期待できると考える。我々は今後この collimator を

さらに核種別に検討し、最もその核種に適した hole の直径と septa の厚さを見つけ出し、より高感度、高解像力の collimator の作製を行ないたいと考えている。

本論文の要旨は1970年第10回日本核医学会総会において報告した。

文 献

- 1) Beck, R. N., (1964): Collimator for radioisotope scanning system, Proc. Symp. Med. Radioisotope Scanning, Athens, 1: 211~232.
- 2) Bender, M. A., and Blau, M., (1964): Collimator evaluation with the IAEA scanning phantom, Proc. Symp. Med. Radioisotope Scanning, Athens, 1: 175~191.
- 3) 江藤秀雄, 土屋武彦, 新発田杏子 (1958): シンチスキャナーヘッドにおけるクリスタル・コリメーター等と解像力、感度等との相互関係について (第1報), Radioisotopes, 7: 216~223.
- 4) 伊藤康裕 (1970): Scintiscanner の歯科領域への応用、特にその解像力の基礎的研究, 歯科学報, 71: 1974~1989.
- 5) Myers, M. J., and, Mallard, J. R. (1964): Some Long-Focusing "Depth-Independent" Collimators for In-Vivo Radioisotope Scanning, Intern. J. Appl. Radiation Isotopes, Vol. 15, p. 725~739.
- 6) 岡本庄二 (1972): Honeycomb collimator の解像力向上に関する研究, 歯科学報, 72: 777~807.
- 7) Rotenberg, A. D., and Johons, H. E., (1965): Collimator efficiency and Design, 1. Collimator efficiency, Phys. Med. Biol., 10: 51~65
- 8) Simons, H. A. B., (1964): A comparison between collimator theory, extended to allow for the effect of wall penetration, and experiment, Proc. Symp. Med. Radioisotope Scanning, Athens, 1: 115~139.
- 9) 竹中栄一, 木下幸次郎, 中島緑彦 (1969): RI スキャニング系のレスポンス関数, 放射線像の研究, 解析と評価, 2: 282~390.

Summary

Double hole honeycomb collimator (1 report)

Katsumi NIWA, Yasuhiro ITO, Shoji OKAMOTO, Kumiko KANNO

Department of Dental Radiology, Tokyo Dental College

and Koichi KATO

Hitachi Roentgen Co. Ltd.

For the providing the honeycomb collimator, with a higher sensitivity and higher resolving power than those of the usual ones, we have developed a new concept of honeycomb collimator. It is a double hole honeycomb collimator, because the modification consists of inserting a lead tube in each hole of the usual collimator, the diameter of which being $1/3$ of the hole containing it.

By this device the penumbral gamma rays are absorbed by these lead tubes. The on-focus gamma rays will effect the reduction of the effective area to the extent of the thickness of the tube.

By increasing the diameter of the holes, it is presumed to be possible to make a collimator

which has a better resolving power, and a similar degree of sensitivity, to those of the usual 37 holes honeycomb collimator. This time a 19 holes double hole honeycomb collimator was prepared, and its sensitivity and resolving power were compared to usual 37 holes one by means of MTF. The crystal diameter was 3 inches.

Results;

Using ^{99m}Tc , the value of MTF of 37 holes one and 19 holes double hole one at 0.6 lines/cm were 1.4 and 2.9 respectively. As to the sensitivity determined with point source, 19 holes double hole one was 18.8 % higher than 37 holes one.